

This Page Is Inserted by IFW Operations
and is not a part of the Official Record

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images may include (but are not limited to):

- BLACK BORDERS
- TEXT CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- FADED TEXT
- ILLEGIBLE TEXT
- SKEWED/SLANTED IMAGES
- COLORED PHOTOS
- BLACK OR VERY BLACK AND WHITE DARK PHOTOS
- GRAY SCALE DOCUMENTS

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

**As rescanning documents *will not* correct images,
please do not report the images to the
Image Problem Mailbox.**

KOREAN PATENT ABSTRACT (KR)

PUBLICATION

(51) IPC Code: A61B 5/053

(11) Publication No.: P2001-0081992

(43) Publication Date: 29 August 2001

(21) Application No.: 10-2001-7000185

(22) Application Date: 5 January 2001

(71) Applicant:

Pastor; Aleksander, Poland

SZOPINSKI, Jan, Zbigniew

5 Adriaan Crescent, Malanshof, Randburg 2194, South Africa

(72) Inventor:

SZOPINSKI, JAN, ZBIGNIEW

(54) Title of the Invention:

Apparatus for Evaluation of Skin Impedance Variations

Abstract:

The invention provides an apparatus and method for automatic evaluation of skin resistance or impedance variations in order to diagnose the state of health of at least a portion of a human or animal body. The difference between an AC impedance measured at a specific frequency and at a specific skin area with a calibration electrode and a reference electrode and the impedance measured at a similar frequency and in the same area with a measurement electrode and a reference electrode, is used to determine the state of health of the internal organ corresponding to the examined skin area. Alternatively, the skin between the electrodes is exposed to a DC potential of a magnitude selected to give a break-through effect. The resistance of the skin is measured between a measurement electrode polarised negatively with respect to a reference electrode, and the DC resistance of the same skin area is again measured but with the measurement electrode polarised positively with respect to the reference electrode. The ratio of these two values is used to determine the state of health of the internal organ corresponding with the examined skin area.

(19) 대한민국특허청 (KR)
(12) 공개특허공보 (A)

(51) 。 Int. Cl. 7
A61B 5/053

(11) 공개번호 특2001 - 0081992
(43) 공개일자 2001년08월29일

(21) 출원번호 10 - 2001 - 7000185
(22) 출원일자 2001년01월05일
번역문 제출일자 2001년01월05일
(86) 국제출원번호 PCT/ZA1999/00048
(86) 국제출원출원일자 1999년07월06일

(87) 국제공개번호 WO 2000/01301
(87) 국제공개일자 2000년01월13일

(81) 지정국

국내특허 : 알바니아, 아르메니아, 오스트리아, 오스트레일리아, 아제르바이잔, 보스니아-헤르체고비나, 바베이도스, 불가리아, 브라질, 벨라루스, 캐나다, 스위스, 리히텐슈타인, 중국, 쿠바, 체코, 독일, 덴마크, 에스토니아, 스페인, 핀란드, 영국, 그루지야, 헝가리, 이스라엘, 아이슬란드, 일본, 케냐, 키르기즈, 북한, 대한민국, 카자흐스탄, 세인트루시아, 스리랑카, 라이베리아, 레소토, 리투아니아, 룩셈부르크, 라트비아, 몰도바, 마다가스카르, 마케도니아, 몽고, 말라위, 멕시코, 노르웨이, 뉴질랜드, 슬로베니아, 슬로바키아, 타지키스탄, 투르크메니스탄, 터키, 트리니다드토바고, 우크라이나, 우간다, 미국, 우즈베키스탄, 베트남, 폴란드, 포르투갈, 루마니아, 러시아, 수단, 스웨덴, 싱가포르, 아랍에미리트, 남아프리카, 그레나다, 가나, 감비아, 크로아티아, 인도네시아, 인도, 시에라리온, 유고슬라비아, 짐바브웨,

AP ARIPO특허: 케냐, 레소토, 말라위, 수단, 스와질랜드, 우간다, 시에라리온, 가나, 감비아, 짐바브웨,

EA 유라시아특허: 아르메니아, 아제르바이잔, 벨라루스, 키르기즈, 카자흐스탄, 몰도바, 러시아, 타지키스탄, 투르크메니스탄,

EP 유럽특허: 오스트리아, 벨기에, 스위스, 리히텐슈타인, 독일, 덴마크, 스페인, 프랑스, 영국, 그리스, 아일랜드, 이탈리아, 룩셈부르크, 모나코, 네덜란드, 포르투갈, 스웨덴, 핀란드, 사이프러스,

OA OAPI특허: 부르키나파소, 베냉, 중앙아프리카, 콩고, 코트디부아르, 카메룬, 가봉, 기네, 말리, 모리타니, 니제르, 세네갈, 차드, 토고, 기네비쏘,

(30) 우선권주장 98/5900 1998년07월06일 남아프리카(ZA)

(71) 출원인 파스토르 알렉산더
폴란드 워즈. 비엘스코 - 비알라 폭즈타 - 스원나 페헬 말라 56
스조핀스키 약 즈비뉴
남아프리카공화국 란드버그 2194 말란쇼프 아드리안 크레센트 5

(72) 발명자 스조핀스키 약 즈비뉴
남아프리카공화국 란드버그 2194 말란쇼프 아드리안 크레센트 5

(74) 대리인 이영필
권석홍

심사청구 : 없음

(54) 피부 임피던스 변량 측정 장치

요약

본 발명은 인간 또는 동물 신체의 적어도 일부의 건강상태를 진단하기 위하여 표면 저항 또는 임피던스 변량을 자동으로 측정하기 위한 장치 및 방법을 제공한다. 특정 주파수 및 특정 피부 영역에서 검정 전극 및 참조 전극으로 측정된 AC 임피던스와, 측정 전극 및 참조 전극으로 유사 주파수 및 동일 영역에서 측정된 임피던스 사이의 차이가 검사된 피부 영역에 상응하는 내장의 건강상태를 결정하기 위하여 사용된다. 그 대신에, 전극 사이의 피부는 브레이크-스루 효과를 주기 위하여 선택된 크기의 DC 전위에 노출된다. 피부의 저항이 참조 전극에 대하여 음극화된 측정 전극 사이에서 측정되고, 동일 피부 영역의 DC 저항값이 다시 측정되지만 참조 전극에 대하여 양극화된 측정 전극으로 측정된다. 이들 두 값의 비율은 검사된 피부 영역에 상응하는 내장의 건강상태를 결정하기 위하여 사용된다.

대표도 도 1

명세서

기술분야

본 명세서에 수록된 내용은 베른 협약 체결국에서 저작권 보호를 받으며, 상기 저작권은 발명자의 소유이다. 특히 명세서의 공개, 또는 모든 특허청에 의한 모든 행위는 이들 권리의 포기를 구성하지 않는다.

본 발명은 인간 또는 동물의 내장의 건강상태를 평가하기 위하여 피부 임피던스 변량을 자동적으로 측정하기 위한 장치 및 방법에 관한 것이다.

배경기술

장기 진단에 대하여 피부 임피던스값을 사용하는 기존의 방법은 기본적인 피부 임피던스의 비-비율계(non-ratiometric) 측정에 대한 이들 결과에 근거를 두고 있으며, 환자의 정서 상태, 근육의 긴장, 측정시간, 측정 전극의 접촉 면적 및 압력, 및 개인들 사이의 다양한 육체적 차이를 포함하여 다양한 변수에 따라 달라지는 상반되고 불확실한 결과를 낳는다.

여러 해에 걸친 연구를 통해, 본 발명자들은 인간 또는 동물 신체의 내장이 피부상에 상응하는 영역을 가지고 있으며, 상기 피부의 전기적 특성을 측정함으로써 상응하는 내장에 대한 정보를 모을 수 있다고 생각한다. 또한 본 발명자들은 상기 피부의 상응하는 영역이 반사성 물리요법(침술을 포함하여)과 관련된 다른 특성, 예를 들어 상응하는 장기에 의해 유발되는 질병을 치료 및/또는 완화시키는 능력을 갖는다고 생각한다.

본 발명자는 또한 이들 상응하는 피부 영역을 지도화 할 수 있으며, 상기 지도는 다양한 개인들에게 적용될 수 있다.

본 발명자는 귓바퀴(ear auricle)가 특히 정확하게 지도로 나타내어질 수 있으며, 대부분의 문화에서 귀의 표면은 노출되어 있고 옷을 벗지 않고 검사할 수 있으므로 본 발명의 방법에 가장 적합하다.

본 명세서에서, 반대의 경우를 명백히 언급하지 않는다면 "임피던스"라는 용어는 저항을 포함하는 것으로 이해될 수 있다.

발명의 상세한 설명

임피던스 변량은 두가지 방법으로 측정될 수 있다:

방법 1: AC 측정

검정(calibration) 전극 및 참조(reference) 전극을 사용하여 특정 주파수 및 특정 피부영역에서 측정된 AC 임피던스, 및 측정(measurement) 전극 및 참조 전극으로 유사 주파수 및 동일 영역에서 측정된 임피던스 사이의 차이를 사용하여 검사된 피부 영역에 상응하는 내장의 건강 상태를 결정한다. 검정 전극 및 참조 전극 접촉 면적은 측정 전극 표면 접촉 영역보다 상대적으로 더 크다.

방법 2: DC 측정

" 브레이크 - 스루(break-through) 효과" 라는 용어는 충분한 전위차가 전극 사이에 가해진 후 목격되는 피부 전기 저항값의 급격하고 현저한 저하를 의미한다.

전극 사이의 피부는 브레이크 - 스루 효과를 얻기 위하여 선택된 크기의 DC 전압에 노출된다. 피부의 DC 저항값은 참조 전극에 대하여 음극화된 측정 전극 사이에서 측정되고, 동일한 피부 영역의 DC 저항값이 다시 측정되지만 참조 전극에 대하여 양극화된 측정 전극으로 측정된다. 이들 두 값의 비율을 사용하여, 검사된 피부 영역에 상응하는 내장의 건강 상태를 결정할 수 있다.

넓게는 본 발명에 따르는 장치는 하기 기능적 블록을 포함할 수 있다.

측정 및/또는 검정 전극, 참조 전극, 전압 발생기 블록, 측정 블록, 제어 블록, 사용자 인터페이스 블록, 결과 표시 블록 및 선택적으로 데이터 저장 블록.

전압 발생기 블록은 측정 전극 및 참조 전극, 또는 검정 전극 및 참조 전극 사이의 전위차를 발생시킨다. 전압 발생기 블록은 제어 블록에 연결되어 제어된다. 측정 블록은 측정 전극 및 참조 전극에 연결된다(도 1).

측정 블록은 측정 전극 및 참조 또는 검정 전극 사이의 임피던스를 결정한다. 이 대신에 전압 발생기 블록은 측정 블록을 통해서 측정 전극 또는 참조 전극에 연결될 수 있다(도 2). 측정 블록의 궁극적인 목표는 측정 전극 및 참조 전극 사이의 임피던스 또는 저항값을 결정하기 위하여 사용될 수 있는 파라미터(전압 또는 전류와 같은)를 측정하는 것이다. 측정 블록은 제어 블록에 연결된다.

제어 블록은 사용자 인터페이스 블록(존재한다면), 데이터 저장 블록(존재한다면), 결과 표시 블록, 전압 발생기 블록 및 측정 블록에 연결된다. 제어 블록은 전압 발생기 블록에 의해 발생하는 전압을 설정한다. 제어 블록은 측정 블록에서 받은 정보를 사용하여 브레이크 - 스루 효과 및 저항값 비대칭(resistance asymmetry)을 검출한다. 제어 블록은 데이터 저장 블록(존재한다면)에 정보를 저장하고 불러낼 수 있다. 제어 블록은 결과 표시 블록을 통해 사용자에게 측정 결과를 알려준다. 결과 표시 블록은 시각 또는 청각 표시를 발생시켜 제어 블록에 의해 얻어진 결과, 즉 내장의 건강상태를 사용자에게 알릴 수 있다.

동작의 설명

많은 양의 실험 후, 본 발명자는 본 발명에 따르는 장치가 하기와 같이 작동되어 신뢰할 만한 결과를 얻을 수 있다는 것을 발견하였다.

기술 1: AC 측정

실험 대상의 내장에 상응하는 관련 피부 영역과 접촉하도록 검정 전극을 위치시키고, 그의 건강 상태를 결정한다. 다른 피부 영역, 통상 상기 대상의 손과 접촉하도록 참조 전극을 위치시킨다. 제어 블록은 전압 발생기 블록을 사용하여 검정 및 참조 전극 사이에 특정 주파수 및 크기를 갖는 AC 시그널을 발생시킨다. 제어 블록은 측정 블록을 통해 전극 사이의 임피던스를 결정한다. 제어 블록은 데이터 저장 블록에 임피던스값을 저장한다("검정 임피던스"라고 칭함). 제어 블록은 결과 표시 블록을 통해 검정 임피던스가 결정되었음을 시그널로 알려준다. 검정 전극을 제거하고, 검사가 진행중인 피부 영역 상에 측정 전극을 위치시킨다. 제어 블록은 전압 발생기 블록을 사용하여 검정 및 참조 전극 사이에 유사 주파수 및 크기를 갖는 AC 시그널을 발생시킨다.

제어 블록은 측정 전극으로 측정된 임피던스와 검정 임피던스 사이의 비율을 결정하여 이 비율을 내장 건강상태의 표시로 변환한다. 제어 블록은 결과 표시 블록 상에 상기 결과를 나타낸다(예를 들어 질환 강도 백분율 단위로).

통상 결과는 백분율 형태로 나타내며, 하기 식으로 계산한다.

$$\% \text{ 질환} = (1 - I_{\text{측정}} / I_{\text{참조}}) \times 100; \text{ 또는}$$

$$\% \text{ 질환} = (1 - R_{\text{참조}} / R_{\text{측정}}) \times 100.$$

다양한 백분율이 장기의 다른 건강상태에 따라서 변한다. 의문시 되는 내장에 대하여 통상 0 내지 40%는 건강한 상태를 나타내고, 40 내지 60%는 건강한 상태의 상한값을 나타내며, 60 내지 80%는 아급성(sub-acute) 상태를 나타내고, 80 내지 100%는 급성 상태를 나타낸다.

기술 2: DC 측정

임의의 피부 영역과 접촉하도록 참조 전극을 위치시킨다. 내장에 상응하는 특정 피부 지점과 접촉하도록 측정 전극을 위치시키고 그의 건강 상태를 결정한다. 제어 블록은 전압 발생기 블록을 사용하여 전극 사이의 DC 전위차를 발생시킨다. 제어 블록은 측정 블록을 통해 전극 사이의 저항값을 결정한다. 제어 블록은 DC 전위차를 제어하고, 저항값이 어떤 역치 이하로 떨어지거나 급격한 감소가 갑자기 시작될 때까지(브레이크-스루 효과) 저항값을 감시한다. 제어 블록은 안정한 값에 이를 때까지 저항값을 검사한다. 제어 블록은 데이터 저장 블록에 이와 같은 저항값을 저장한다("참조 저항값"이라 칭함).

제어 블록은 전압 전극 및 참조 전극 서로에 대한 극성을 반전시키며, 전압 발생기 블록을 사용하여 전극 사이에 DC 전위를 가한다. 제어 블록은 측정 블록을 통해 전극 사이의 저항값을 결정한다("측정 저항값"이라 칭함).

제어 블록은 "측정 저항값" 및 "참조 저항값" 사이의 비율을 결정하며, 이와 같은 비율로부터 질환의 강도를 결정한다. 계산을 위해 하기 식을 사용한다:

$$\% \text{ 질환} = (1 - I_{\text{측정}} / I_{\text{참조}}) \times 100; \text{ 또는}$$

$$\% \text{ 질환} = (1 - R_{\text{참조}} / R_{\text{측정}}) \times 100$$

제어 블록은 결과 표시 블록 상에 결과를 나타낸다(예를 들어 질환 강도 백분율 단위로).

통상적으로 상기 결과는 장기의 다른 건강 상태에 상응하는 다양한 백분율 범위와 함께 백분율 형태로 나타내어진다. 일반적으로 의문시 되는 내장에 대하여 0 내지 40%는 건강한 상태를 나타내며, 40 내지 60%는 건강한 상태의 상한값을 나타내고, 60 내지 80%는 아급성 상태를 나타내고, 80 내지 100%는 급성 상태를 나타낸다.

가장 좋은 브레이크-스루 효과를 유도하기 위하여, 참조 저항값은 참조 전극에 대하여 음극화된 측정 전극으로 측정되어야 하며, 전극 사이에 더 큰 전위차가 있어도 극성이 반전되면 브레이크-스루 효과가 또한 관찰될 것으로 여겨진다.

DC 기술을 사용하는 경우 내장이 건강하지 않다면, 참조 전극에 대하여 음극화된 측정 전극을 사용하는 경우보다 참조 전극에 대하여 양극화된 측정 전극을 사용하는 경우가 더 큰 저항값이, 예를 들어 $30k\Omega$ 과는 대조적으로 $300k\Omega$ 이 측정될 수 있다. 마찬가지로 AC 기술을 사용하는 경우, 측정 전극을 사용하여 얻어진 측정값은 검정 전극을 사용하여 얻어진 측정값보다 더 큰 임피던스 표시값을 가질 수 있다.

DC 기술을 사용하는 경우 AC 신호를 사용하는 것도 가능하다.

겉바퀴같은 신체의 얇은 피부 지역에 대해 AC 및 DC 측정 기술 모두가 효과적일지라도 DC 측정 기술이 바람직하고, 반면에 발과 같은 신체의 더 두꺼운 피부 영역에 대해서는 더 두꺼운 피부 영역이 브레이크-스루 효과를 일으키기에 더 높은 전압을 필요로 하고 그에 따라 피검체에 고통을 일으킬 수 있으므로 AC 방법이 바람직하다.

본 발명자는 상기 기재한 바와 같은 장치가 새로운 측정 기술 및 비율계(ratiometric) 기술을 사용하여 개인들 간의 다양한 생리학적 차이, 환자의 정서 상태, 근육의 긴장 및 측정 시간에 무관한, 일정하고 재현성 있는 분석 결과를 얻는다고 생각한다. 상기 결과는 질환의 강도에 의존하고, 압력의 효과는 미미하다.

실시에

실시에 1:

위궤양이 진단된 제1 시험에서, 하기 결과를 얻었다:

귀 투영 영역(얇은 피부 - DC 측정):

참조 저항값 = " $10k\Omega$;

⇒ 위 투영 영역: 측정 저항값 = " $200k\Omega$;

즉 95%의 질환 활성

⇒ 건강한 장기 투영 영역: 측정 저항값 = " 10 " - $25k\Omega$

즉 0 내지 60%의 질환 활성

발 투영 영역(두꺼운 피부 - AC 측정):

참조 저항값 = " $15k\Omega$ " ($250Hz$ 에서)

⇒ 위 투영 영역: 측정 저항값 = " $300k\Omega$;

즉 95%의 질환 활성

⇒ 건강한 장기 투영 영역: 측정 저항값 = " 15 " - $37.5k\Omega$

즉 0 내지 60%의 질환 활성

실시에 2:

신우신염 (pyelonephritis) (신장 감염)

귀 투영 영역(얇은 피부 - DC 측정):

참조 저항값 = "10k Ω

⇒ 위 투영 영역: 측정 저항값 = "100k Ω ;

즉 90%의 질환 활성

⇒ 건강한 장기 투영 영역: 측정 저항값 = "10" - 25k Ω

즉 0 내지 60%의 질환 활성

발 투영 영역(두꺼운 피부 - AC 측정):

참조 저항값 = "10k Ω " (250Hz에서)

⇒ 신장 투영 영역: 측정 저항값 = "100k Ω ;

즉 90%의 질환 활성

⇒ 건강한 장기 투영 영역: 측정 저항값 = "10" - 25k Ω

즉 0 내지 60%의 질환 활성

도면의 간단한 설명

도 1은 본 발명에 따른 DC 또는 AC 측정기술을 사용하여 피부 임피던스 변량 및 상응하는 내장의 건강상태를 측정하기 위한 장치를 나타내는 개략적인 블록도이다.

도 2는 본 발명에 따른 DC 또는 AC 기술을 사용해서 피부 임피던스 변량 및 상응하는 내장의 건강상태를 측정하기 위한 장치의 대체 수단을 나타내는 개략적인 블록도이다.

도 3은 본 발명에 따른 DC 또는 AC 측정기술을 사용해서 피부 임피던스 변량 및 상응하는 내장의 건강상태를 측정하기 위한 장치를 나타내는 개략적인 블록도이다.

도 4는 도 3에 따른 전력 공급 장치 유닛을 나타내는 개략적인 회로도이다.

도 5는 도 3에 따른 제어 블록 및 사용자 인터페이스 블록을 나타내는 개략적인 회로도이다.

도 6은 도 3에 따른 결과 표시 블록을 나타내는 개략적인 회로도이다.

도 7은 도 3에 따른 전압 발생기 블록 및 측정 블록을 나타내는 개략적인 회로도이다.

도 8은 도 3에 따른 데이터 저장 블록을 나타내는 개략적인 회로도이다.

도 9는 도 5의 제어 블록 내의 마이크로컨트롤러에서 사용되는 소프트웨어의 단순화된 흐름도를 나타낸다.

도 10은 DC 측정 모드에서 본 발명의 장치를 사용하여 얻어진 브레이크 - 스루 효과를 나타내는 그래프이다.

도 11은 DC 측정 기술을 사용하는 본 발명의 기술을 적용하는 경우 얻어지는, 건강한 장기에 상응하는 피부 지점(도 11a) 및 질환에 걸린 장기에 상응하는 피부 지점(도 11b)에 대하여 가해진 전압에 대한 피부 저항값의 의존성을 나타내는 그래프이다.

도 12는 AC 측정 기술을 사용하여 본 발명의 기술을 적용하는 경우 가해진 주파수에 대한 피부 임피던스의 의존성을 나타내는 그래프이다.

도 13은 내장에 상응하는 인간 컷바퀴 상의 피부 지점을 나타내는 그래프이다.

도 14는 특정 내장에 상응하는 발바닥의 피부 영역을 나타내는 그래프이다.

도면에서 참조 번호 1은 넓게는 본 발명에 따르는 임피던스 변량 측정법에 의해 대상체 내장의 건강상태를 결정하기 위한 장치를 나타낸다.

장치(1)는 측정 전극(11.1) 또는 검정 전극(11.2)과 참조 전극(11.3) 사이의 전위차를 발생시키는 전압 발생기 블록(5)를 포함한다. 전압 발생기 블록(5)은 제어 블록(2)에 연결되고 그에 의해 제어된다. 측정 블록(6)은 측정 전극(11.1) 또는 검정 전극(11.2) 및 참조 전극(11.3)에 연결된다.

도 2에서 참조 번호 1.2는 넓게는 본 발명에 따른 임피던스 변량 측정법으로 대상체 내장의 건강상태를 결정하기 위한 대체 장치를 나타낸다.

전압 발생기 블록(5)은 측정 전극(11.1) 또는 검정 전극(11.2) 및 참조 전극(11.3) 사이의 전위차를 발생시킨다. 전압 발생기 블록(5)은 제어 블록(2)에 연결되고 그에 의해 제어된다. 측정 블록(6)은 측정 전극(11.1) 또는 검정 전극(11.2) 및 참조 전극(11.3)에 연결된다.

측정 블록(6)은 측정 전극(11.1) 또는 검정 전극(11.2) 및 참조 전극(11.3) 사이의 임피던스를 결정한다. 그 대신에 전압 발생기 블록(5)은 측정 블록(6)을 통해서 측정 전극(11.1) 또는 검정 전극(11.2) 또는 참조 전극(11.3)에 연결될 수 있다. 측정 블록(6)의 궁극적인 목적은 측정 전극(11.1) 또는 검정 전극(11.2) 및 참조 전극(11.3) 사이의 임피던스 또는 저항값에 의존하는 파라미터(전압 또는 전류와 같은)를 측정하는 것이다. 측정 블록(6)은 제어 블록(2)에 연결된다.

제어 블록(2)은 사용자 인터페이스 블록(8), 데이터 저장 블록(3), 결과 표시 블록(7), 전압 발생기 블록(5) 및 측정 블록(6)에 연결된다. 제어 블록(2)은 전압 발생기 블록(5)에 의해 발생하는 전압을 설정한다. 제어 블록(2)은 측정 블록(6)에서 받은 정보를 사용하여 브레이크-스루 효과 및 저항값 비대칭을 검출한다. 제어 블록(2)은 데이터 저장 블록(3)에 정보를 저장하고 불러올 수 있다. 제어 블록(2)은 결과 표시 블록(7)을 통해 측정 결과를 사용자에게 알려준다. 결과 표시 블록(7)은 제어 블록(2)에서 얻어진 결과, 즉 내장의 건강상태를 사용자에게 시각 또는 청각 표시로 알려줄 수 있다.

도 3을 참고하면, 멀리 떨어져 위치한 피부 지점의 전기 자극 및 임피던스 측정을 통해 인간의 내장 병변(pathology)의 측정에 사용하도록 기본적으로 고안된 전류피부반응(electrodermal) 진단 유닛(1)이 제공된다.

전류피부반응 진단 유닛(1)에서 제어 블록(2)은 LCD 디스플레이(37)를 통해 배타적으로 또는 비디오 디스플레이 유닛(13)에 연결된 비디오 모니터 또는 UHF 모듈레이터 유닛(10)에 연결된 텔레비전과 조합하여 오퍼레이터에게 지시 사항을 보여준다. 진단될 수 있는 장기의 목록은 모니터 또는 텔레비전 상에 표시된다. 오퍼레이터는 키패드(9)를 통해 진단할 내장을 선택한다.

제어 유닛(2)은 조사할 피부 지점/지역의 위치에 근거하는 진단법을 선택한다. 두가지 진단법, 구체적으로는 교류 측정법(AC 측정법) 또는 직류 측정법(DC 측정법)이 가능하다. AC 측정법은 발바닥과 같은 두꺼운 피부를 갖는 영역에 더 적합하다. DC 측정법은 귀와 같은 얇은 피부를 갖는 영역에 더 적합하다.

제어 유닛(2)은 조사할 지역(발 또는 귀와 같은)의 그림을 나타낸다. 반짝이는 지역 또는 지점은 측정 전극(11.1)이 오퍼레이터에 의해 위치되어야 한다는 것을 나타낸다. 제어 유닛(2)은 선택된 시험을 수행할 광학식 연결(optical link)을 통해 전압 발생기 블록(5)을 제어한다.

DC 측정법에 대하여: 전압 발생기 블록(5)은 참조 전극에 대하여 음극화된 측정 전극과 함께 측정 전극(11.1)과 참조 전극(11.3) 사이에 작고 일정한 전위차를 발생시킨다. 전류는 측정 블록(6)을 사용하여 제어 블록(2)에 의해 일정하게 감시되며, 전류가 미리 설정한 역치 이상으로 올라가면 양쪽 탐침이 피부와 접촉하고 있는 것으로 여겨진다. 탐침 사이의 전위차는 서서히 증가되고, 탐침을 통한 전류는 연속적으로 측정된다. 피부 저항값은 탐침에 가해진 전압값을 탐침을 통해 흐르는 측정된 전류값으로 나누어 계산된다. 이 저항값에서 급격하고 현저한 저하가 검출되면(알고리즘에 대해서는 도 9 참조), 탐침을 통한 측정된 전류값을 예정된 수준으로 유지하도록 탐침 사이의 전위차를 연속적으로 조정한다. 이것은 피부 저항값의 변화율이 예정된 레벨 이하로 떨어질 때까지 계속된다. 이 때 전위차는 제어 블록(2)에 의해 데이터 저장 블록(3)에 저장된다. 제어 블록(2)은 전압 발생기 블록을 사용하여 반대 극성을 갖는 탐침(참조 전극에 대하여 양극화된 측정 전극) 사이에 동일한 전위차를 가한다. 연속적으로 전류를 측정한다. 비율(측정된 전류)/(미리 설정한 전류)은 특정 장기의 병리 정도를 나타낼 것으로 여겨진다. 이 비율이 제로에 근접하면, 관련 장기는 질환이 있는 것으로 여겨진다. 이 비율이 0.6 보다 크면 관련장기는 건강한 것으로 여겨진다. 이 비율이 제로에 근접할수록 정도가 더 심한 병리(예를 들어 암)가 장기 내에 존재할 것으로 여겨진다.

제어 블록(2)은 측정 블록(6)을 통해 전류를 감시하고, 오퍼레이터가 발 페달(12)을 누를 때까지 질환 백분율 단위로 LCD 디스플레이(37) 상에 시험 결과를 나타낸다. 제어 블록은 데이터 저장 블록(3)에 시험 결과를 저장하고, 부저(36)를 작동시켜 시험의 완료를 나타낸다.

AC 측정법에 대하여: LCD 디스플레이(37)를 통해 요구를 받으면, 운영자는 참조 전극(11.3) 및 검정 전극(11.2)을 대상체의 피부 위에 놓는다. 전압 발생기 블록(5)은 전극(11.2, 11.3) 사이에 작고 일정한 전위차를 발생시킨다. 전류는 일정하게 감시되고, 전류가 미리 설정한 역치 이상으로 올라가면, 양쪽 탐침이 피부와 접촉하고 있는 것으로 여겨진다. 이때 사인곡선 모양의 교류가 전극 사이에 가해진다. 전류는 측정 블록(6)을 사용하여 제어 블록(2)에 의해 연속적으로 감시되고, 미리 설정한 수준에 도달할 때까지 전류를 조정한다. 이 과정을 검정이라고 칭한다.

제어 유닛(2)은 결과 표시 블록을 사용하여 비디오 모니터 또는 텔레비전 화면 상에 조사할 지역(통상 발)의 그림을 나타낸다. 제어 유닛(2)은 측정 전극(11.1) 및 참조 전극(11.3)을 지금 사용해야 한다는 메시지를 LCD 디스플레이(37) 상에 표시하여 오퍼레이터에게 알려준다. 반짝이는 영역 또는 지점은 측정 전극(11.1)이 오퍼레이터에 의해 어디에 놓여져야 하는가를 나타낸다. 연속적으로 전류를 측정한다. 비율 (측정된 전류)/(미리 설정한 전류)은 특정 장기에서 병리의 정도를 나타내는 것으로 여겨진다. 이 비율이 제로에 근접하면, 관련 장기는 질환이 있는 것으로 여겨진다. 이 비율이 0.6보다 크면 관련 장기는 건강한 것으로 여겨진다. 이 비율이 제로에 근접할수록, 병리(예를 들어 암)의 정도는 장기 내에 더 심하게 존재할 것으로 여겨진다. 제어 블록(2)은 측정 블록(6)을 통해 전류를 감시하며, 오퍼레이터가 발 페달(12)을 누를 때까지 질환 백분율 단위로 LCD 디스플레이(37) 상에 시험 결과를 나타낸다. 제어 블록은 데이터 저장 블록(3)에 시험 결과를 저장하고, 부저(36)를 작동시켜 시험 종료를 알려준다.

제어 유닛(2)은 마이크로컨트롤러(16)(통상 8051)로 이루어진다. 오실레이터(28)는 마이크로컨트롤러(16)에 클럭(clock) 신호를 제공한다. 스탠다드 어드레스 래치(standard address latch)(11) 구성이 사용되어 32K 랜덤 액세스

스 메모리(56) 및 32K 리드 온리 메모리(57)에 연결되는 16비트 어드레스 버스(11.1, 16.3)를 만들어 낸다. 양방향 데이터 버스(16.1)는 마이크로컨트롤러(16) 내외부로 데이터를 운반한다. 마이크로컨트롤러(16)는 키패드 인터페이스(17)를 사용하는 키패드(9)와 인터페이싱한다(통상 74HC922).

전극은 전압 발생기 블록(6)내의 변압기(43)에 의해 갈바니 전기적으로 메인 회로로부터 분리(55)된다. 측정 블록(6)은 옵토커플러(optocoupler) 51, 52, 53, 54에 의해 메인 회로로부터 광학적으로 분리된다. 변압기(43.1)의 1차 코일에 가해진 사인파 전압은 2차 코일(43.2)에 의해 단계적으로 상승한다. 전압 더블링 회로(44)는 코일(43.2)의 사인 곡선 출력을 배가시키고 정류하며, 그 결과 커패시터(38)상에 일정한 전압이 나타난다. 릴레이(40)가 떨어지면 교대(alternating) 전압이 릴레이(42)를 통해 공급된다. 릴레이(40)가 붙으면 커패시터(38)상의 일정한 전압은 릴레이(42)를 통해 공급된다. 릴레이(42)는 릴레이(40)로부터 시그널의 극성을 스위칭하기 위하여 사용된다. 이와 같은 릴레이(42 및 40)의 조합은 탐침 사이의 전압을 교대 전압 또는 일정 전압으로 설정하기 위하여 사용되며, 탐침의 극성을 반전시킨다.

그 후에 변압기(43)의 1차 코일(43.1)은 인버터 증폭기 모드에서 사용되는 연산증폭기(opamp)(41)에 의해 구동된다. 프로그램화 가능한 사인파 발생기(39)(통상 ML2036)는 연산증폭기(41)에 입력 시그널을 제공한다. 사인파 발생기(39)는 라인 22.1, 22.3, 22.4를 통해 마이크로컨트롤러(16)에 의해 제어된다. 주파수는 이와 같은 시리얼 버스를 통해 디지털로 프로그래밍된다. 출력 사인 곡선 시그널의 크기(피크에 대해 절반 피크)는 디지털 대 아날로그 변환기(24)의 출력(24.1)상의 전압과 같다. 디지털 대 아날로그 변환기(24)의 출력 전압은 마이크로컨트롤러(16)의 버스(16.1)를 통해 설정된다.

전류는 측정 블록(6)을 사용하여 측정된다. 전극 사이의 회로가 인간 신체와 같은 임피던스에 의해 닫히게 되면, 전류는 전극을 통해 전도되어 측정 레지스터(46)를 통해 접지된다. 따라서 접지에 대하여 상기 레지스터 상에 나타나는 전압은 탐침을 통한 전류에 비례한다. 연산증폭기 버퍼(45)는 숫자 47 및 48로 칭하는 연산증폭기에 의해 형성되는 정밀 정류기에 시그널을 제공한다. 이들은 시리얼 아날로그 대 디지털 컨버터(ADC)(49)에 공급되는 시그널의 절대값을 추출한다. ADC(49)는 3개의 옵토커플러 52, 53, 54에 의해 제공되는 광학적 연결을 통해 라인 22.1, 22.2 및 22.3으로 이루어지는 시리얼 버스를 통해 마이크로컨트롤러(16)와 통신한다. 영교차 검출기(zero crossing detector)(50)는 측정 레지스터(46) 상의 전압의 극성을 검출하고 이진수 1 또는 0과 같은 정보를 옵토커플러(51)를 통해 마이크로컨트롤러(16)로 전송한다. 교대 전압이 전극에 가해지면, 전류는 모든 전압 피크에서 측정된다. 마이크로컨트롤러(16)는 옵토커플러(51)의 출력(22.5)상에서 0에서 1로의 변경이 일어나기를 기다린다. 마이크로컨트롤러(16)는 아날로그 대 디지털 컨버터(49)로부터 전환을 요구하기 전에 출력 전압 주파수의 1/4 간격에 상응하는 시간 간격을 기다린다.

마이크로컨트롤러는 비디오 디스플레이 유닛(14)를 통해 모니터 상에 관련 정보를 표시한다. 듀얼 포트 램(30)은 스크린의 비트맵화된 버전을 포함한다. 마이크로컨트롤러(16)는 컨트롤 라인(16.6 및 16.7), 및 숫자 11.1 및 16.3으로 칭하는 어드레스 버스를 사용하는 데이터 버스를 통해 듀얼 포트 램(30)에 데이터를 읽고 쓸 수 있다. 필드 프로그램화 가능한 게이트 어레이(FPGA)(25)는 스크린 데이터의 바이트를 순차적으로 읽고, 레드, 그린 및 블루(RGB)에 대한 수직 및 수평 귀선(retrace) 정보뿐만 아니라 RGB 픽셀 정보를 PAL 인코더(31)에 쓰기 위하여 카운터 및 시프트 레지스터를 사용한다. 유니버설 싱크 발생기(33)는 PAL 비디오 스탠다드 동기화 펄스를 발생시킨다. 이들 펄스는 위상 동기 루프(phase locked loop)(34)를 사용하여 메인 시스템 클럭에 동기된다. 픽셀 클럭은 FPGA(25) 내의 카운터를 사용하여 메인 시스템 클럭(16.5)으로부터 유도된다. 픽셀 클럭은 듀얼 포트 램(30)으로부터 정확한 속도 및 정확한 방법으로 데이터를 읽고 연속화(serialize)하기 위하여 사용되고, 그 결과 PAL 인코더로 RGB로 공급되는 비트 스트림은 스탠다드 비디오 모니터의 비디오 입력(31.1)으로 직접 공급될 수 있는 PAL 스탠다드 컴포짓 싱크 비디오 시그널로 인코딩될 수 있다.

UHF 모듈레이터 유닛(10)은 컴포짓 싱크 비디오 신호를 텔레비전의 에어리얼(aerial) 포트(35.1)로 직접 공급될 수 있는 초고주파수 신호로 변환시킨다. 통합 UHF 모듈레이터(35)는 비디오 디스플레이에서 나오는 컴포짓 싱크 PAL 신호를 외부 컴포넌트에 의해 결정되는 주파수로 변조한다.

전력은 전력공급기 블록(4)에 의해 회로로 운반된다. 메인에 연결된 1차 커플링 및 정류기 브릿지(14.2)에 연결된 2차 커플링을 갖는 변압기(14.1)는 메인 220VAC를 7.2VAC로 변환한다. 정류기의 출력은 5V 레귤레이터(14.3)에 공급된다. 모놀리스(monolithic) 전압 인버터(15.1), 통상 MAX660은 메인 5V 공급으로부터 -5V 공급을 발생시킨다.

전압 발생기 블록(5) 및 측정 블록(6)에 공급되는 전력은 메인 전력 공급기에서 갈바니 전기로 분리된다. DC 대 DC 변환기(15.2)(통상 NMA0505)는 분리된 환자 인터페이스 회로에 +5V 및 -5V를 공급하기 위하여 사용된다.

도 10은 브레이크-스루 효과(x)가 달성되는 경우 시간 간격에 대한 전압의 그래프를 나타낸다. 브레이크-스루점(x)에서 급격하고 현저한 저항의 감소가 발생하고, 그에 따라 급격하고 현저한 전압의 감소가 또한 관찰된다. 일단 전압이 브레이크-스루 효과 후에 안정화되면 참조값을 측정한다.

도 11a 및 11b는 장기가 질환이 있는 경우 저항값이 어떻게 영향을 받는가를 나타낸다. 도 11a에서, 두개의 곡선은 건강한 장기에 대한 다른 전압에서 저항값을 나타내는 반면, 도 11b는 건강하지 않은 장기의 다른 전압에서 저항값의 두 곡선을 나타낸다. 라인(50)은 참조 저항값을 나타내며, 라인(52)은 측정 저항값을 나타낸다. 도 11b는 건강하지 않은 장기에 대하여 다른 전압에서 저항값의 두 곡선을 나타낸다. 장기가 건강하면 참조 및 측정 저항값은 유사하지만, 장기의 질환 상태가 증가함에 따라 측정값이 증가하고 참조값 및 측정값 사이의 차이는 더 커진다.

마찬가지로 도 12는 장기가 질환이 있는 경우 측정 임피던스가 어떻게 변하는가를 나타내는 그래프이다. 라인(56)은 다른 주파수에서 참조값 또는 저항값을 나타낸다. 라인(58)은 건강한 장기에 대한 측정 저항값을 나타내는 반면에, 라인(60)은 건강하지 않은 장기에 대한 측정 저항값을 나타낸다. 장기가 질환이 심할수록, 측정 저항값은 더 커지고, 그 결과 측정값 및 참조값 사이의 차이는 더 커진다.

도 13 및 14를 참고하면, 측정 또는 검정 전극은 특정 장기를 진단하기 위하여 표시된 지점들 중 하나에 놓여진다. 전극이 놓여지는 지점은 특정 장기에 따라 달라지고, 하기 설정된 표 1 및 2는 숫자를 붙인 지점이 지칭하는 장기를 나타낸다.

[표 1]

도 13상의 숫자	신체 부분
1	심장(R)
2	갑상선
3	폐(상엽)
4	폐
5	식도(분문)
6	위
7	간(좌엽)(R)
8	간(우엽)(L)
9	비장(R)
10	신장
11	췌장(R)
12	쓸개(L)
13	십이지장(L)
14	가로결장
15	좌결장(R)
16	우결장(맹장(appendix))(L)
17	소장
18	요관
19	방광
20	전립선
21	원위 결장
22	젖샘
23	난소 & 부속기자궁
24	자궁
25	너교
26	시상
27	시상하부
28	뇌하수체
29	피질(전두엽)
30	중간피질(midcortex)
31	피질(뒤)
32	소뇌
33	연수
34	경추
35	흉추
36	요천추(Lumbo - Sacral Spine)
37	어깨
38	팔꿈치
39	손목
40	장부
41	손가락
42	둔부
43	무릎
44	발목
45	중족
46	발가락

(L) - 왼쪽 컷바퀴

(R) - 오른쪽 컷바퀴

[표 2]

도 14상의 숫자	신체 부분
1	뇌
2	뇌하수체
3	갑상선
4	식도
5	폐
6	심장
7	간
8	분문괄약근
9	위
10	비장
11	췌장
12	부신
13	췌장
14	십이지장
15	결장
16	신장
17	소장
18	요관
19	난관
20	난소
21	방광
22	맹장

본 발명은 본 명세서에 개시된 명확한 구문적 세부사항에 한정되지 않으며, 상기 원리가 이 원리를 구현하는 다른 장치를 제조하는데 적용될 수 있다는 것은 당업자들에게는 명백할 것이다. 구체적으로, 상기 개시된 장치는 임피던스 및 저항 측정값을 사용하여 의문시 되는 장기의 건강상태를 계산하지만, 저항 또는 임피던스에 직접 또는 간접적으로 비례하는 다른 값이 측정값 및 계산에서 사용될 수 있다는 것은 당업자들에게는 명백할 것이다.

(57) 청구의 범위

청구항 1.

신체와 접촉하는 참조 전극 및 신체와 또한 접촉하는 측정 전극 사이의 전위차를 신체에 가하는 단계;

상기 전극을 통한 전류 또는 상기 전극 사이의 전압을 미리 설정한 한계값 이내로 유지하도록 전류값 또는 전압값 중 하나를 제어하는 단계;

감시되는 전류 또는 전압에서 급격하고 현저한 변화가 관찰되는 순간까지 적어도 전류 또는 전압을 감시하며, 그 결과 상기 전극을 통하거나 그 사이의 전류 또는 전압을 결정할 수 있는 단계;

상기 전극 사이의 저항에 의존하는 전류값, 저항값 또는 전압값인 참조값을 측정하는 단계;

상기 전극의 극성이 반전되도록 전극 사이의 전위차를 변경하는 단계;

상기 전극 사이의 저항에 의존하는 전류값, 저항값 또는 전압값인 측정값을 측정하는 단계; 및

신체 부분의 건강상태에 참조값 및 측정값을 관련시키는 단계를 포함하는 인간 또는 동물 신체의 적어도 일부분의 건강 상태를 진단하는 것을 특징으로 하는 방법.

청구항 2.

제1항에 있어서, 상기 제어된 전압 또는 전류가 상기 전극 사이의 전압 또는 상기 전극을 통한 전류인 것을 특징으로 하는 방법.

청구항 3.

제1항 또는 제2항에 있어서, 감시되는 전류 및/또는 전압이 상기 전극을 통한 전류 또는 전극 사이의 전압인 것을 특징으로 하는 방법.

청구항 4.

제1항 내지 제3항 중 어느 한 항에 있어서, 전압을 제어하는 경우에는 전류를 감시하는 것을 특징으로 하는 방법.

청구항 5.

제4항에 있어서, 급격하고 현저한 전류 증가가 관찰될 때까지 전류를 감시하는 것을 특징으로 하는 장치.

청구항 6.

제1항 내지 제3항 중 어느 한 항에 있어서, 전류를 제어하는 경우에는 전압을 감시하는 것을 특징으로 하는 장치.

청구항 7.

제6항에 있어서, 급격하고 현저한 전압감소가 관찰될 때까지 전압을 감시하는 것을 특징으로 하는 장치.

청구항 8.

제1항 내지 제7항 중 어느 한 항에 있어서, 전극 사이의 저항을 감시하는 것을 특징으로 하는 방법.

청구항 9.

제8항에 있어서, 급격하고 현저한 저항감소가 관찰될 때까지 저항을 감시하는 것을 특징으로 하는 방법.

청구항 10.

제1항 내지 제9항 중 어느 한 항에 있어서, 감시되는 전류, 전압 또는 저항이 실질적으로 일정한 경우에 저항값을 측정하는 것을 특징으로 하는 방법.

청구항 11.

제1항 내지 제10항 중 어느 한 항에 있어서, 참조값의 측정 이전에 전극을 통한 전류가 미리 선택된 값으로 측정될 때까지 전극 상의 전압을 조정하는 것을 특징으로 하는 방법.

청구항 12.

제11항에 있어서, 전류 표시값이 10 내지 50 μ A 사이가 될 때까지 전압을 조정하는 것을 특징으로 하는 방법.

청구항 13.

제12항에 있어서, 전류 표시값이 20 내지 30 μ A 사이가 될 때까지 전압을 조정하는 것을 특징으로 하는 방법.

청구항 14.

제1항 내지 제10항 중 어느 한 항에 있어서, 참조값의 측정 이전에 전압이 미리 선택된 값으로 측정될 때까지 전류를 조정하는 것을 특징으로 하는 방법.

청구항 15.

제14항에 있어서, 전압이 30V를 초과하지 않도록 전류를 조정하는 것을 특징으로 하는 방법.

청구항 16.

제1항 내지 제15항 중 어느 한 항에 있어서, 참조값이 전극을 통한 전류, 전극 사이의 피부 저항, 또는 전극 사이의 전압인 것을 특징으로 하는 방법.

청구항 17.

제1항 내지 제16항 중 어느 한 항에 있어서, 측정값이 전극을 통한 전류, 전극 사이의 저항, 또는 전극 사이의 전압인 것을 특징으로 하는 방법.

청구항 18.

제1항 내지 제17항 중 어느 한 항에 있어서, 측정 전극이, 진단될 신체 부분에 상응하는 신체 상의 피부 영역과 접촉시켜 놓여지는 것을 특징으로 하는 방법.

청구항 19.

제1항 내지 제18항 중 어느 한 항에 있어서, 측정 전극이 포인트 전극인 것을 특징으로 하는 방법.

청구항 20.

제1항 내지 제19항 중 어느 한 항에 있어서, 참조값이 측정되기 전에, 전위차가 신체에 우선 가해지는 경우 참조 전극에 대하여 측정 전극이 음극화되는 것을 특징으로 하는 방법.

청구항 21.

제1항 내지 제20항 중 어느 한 항에 있어서, 신체 부분이, 전위차가 가해지는 신체 부분에 상응하는 신체의 내장인 것을 특징으로 하는 방법.

청구항 22.

제1항 내지 제21항 중 어느 한 항에 있어서, 전위차가 신체의 피부에 가해지는 것을 특징으로 하는 방법.

청구항 23.

제22항에 있어서, 전위차가, 진단될 내장에 상응하는 피부영역에 가해지는 것을 특징으로 하는 방법.

청구항 24.

제1항 내지 제23항 중 어느 한 항에 있어서, 신체 부분의 건강상태가 참조값 및 측정값의 비율로 표현되는 것을 특징으로 하는 방법.

청구항 25.

적어도 측정 및 참조 전극이 연결될 수 있는 전기 시그널 발생 수단;

전압, 전류 및 저항을 포함하는 군으로부터 선택되는 적어도 하나의 참조 파라미터를 측정하기 위한 수단;

사용시 전위차가 전극 사이에 인가되면 참조 파라미터에서 현저하고 급격한 변화가 생길 때까지 참조 파라미터를 감시하며, 그 후 기록 수단이 참조 파라미터의 측정된 값을 기록하게 하고, 그 후 전극의 극성이 반전되도록 전극 사이의 전압을 변경하며, 그 후 전압, 전류 및 저항을 포함하는 군으로부터 선택되는 측정 파라미터의 측정값을 측정 및 기록하는 제어 수단;

참조값 및 측정 값을 비교하는 수단; 및

장치의 오퍼레이터에게 비교 결과를 열려 주기 위한 수단을 포함하는 인간 또는 동물 신체의 적어도 일부분의 건강상태를 진단하기 위한 것을 특징으로 하는 장치.

청구항 26.

제25항에 있어서, 참조 및 측정 전극을 포함하는 것을 특징으로 하는 장치.

청구항 27.

제25항 또는 제26항에 있어서, 참조 파라미터가 전극 사이의 전압인 것을 특징으로 하는 장치.

청구항 28.

제27항에 있어서, 급격하고 현저한 전압감소가 관찰될 때까지 전압을 감시하는 것을 특징으로 하는 장치.

청구항 29.

제25항 또는 제26항에 있어서, 참조 파라미터가 전극을 통한 전류인 것을 특징으로 하는 장치.

청구항 30.

제29항에 있어서, 급격하고 현저한 전류 감소가 발생할 때까지 전류를 감시하는 것을 특징으로 하는 장치.

청구항 31.

제25항 또는 제26항에 있어서, 참조 파라미터가 전극 사이의 저항인 것을 특징으로 하는 장치.

청구항 32.

제31항에 있어서, 급격하고 현저한 저항 감소가 관찰될 때까지 저항을 감시하고, 그 후 저항값을 기록하는 것을 특징으로 하는 장치.

청구항 33.

제25항 내지 제32항 중 어느 한 항에 있어서, 급격하고 현저한 저항 파라미터의 변화가 생길 때까지 전극을 통한 전류 또는 전극 사이의 전압을 조정하는 것을 특징으로 하는 장치.

청구항 34.

제25항 내지 제33항 중 어느 한 항에 있어서, 참조 파라미터가 실질적으로 일정해지면 참조 파라미터의 값을 측정만 하는 것을 특징으로 하는 장치.

청구항 35.

제27항 또는 제28항에 있어서, 측정 파라미터가 전극 사이의 전압인 것을 특징으로 하는 장치.

청구항 36.

제29항 또는 제30항에 있어서, 측정 파라미터가 전극을 통한 전류인 것을 특징으로 하는 장치.

청구항 37.

제31항 또는 제32항에 있어서, 측정 파라미터가 전극 사이의 저항인 것을 특징으로 하는 장치.

청구항 38.

제25항 내지 제37항 중 어느 한 항에 있어서, 스위칭 수단이 전극의 극성을 반전시키기 위하여 제공되는 것을 특징으로 하는 장치.

청구항 39.

제25항 내지 제28항 중 어느 한 항에 있어서, 참조값을 측정하기 이전에, 전극상의 전압이 미리 선택된 값으로 측정될 때까지 전극을 통한 전류를 조정하는 것을 특징으로 하는 장치.

청구항 40.

제39항에 있어서, 전압이 30V를 초과하지 않도록 전류를 조정하는 것을 특징으로 하는 장치.

청구항 41.

제25항, 제26항, 제29항 및 제30항 중 어느 한 항에 있어서, 참조값을 측정하기 이전에, 전극을 통한 전류가 미리 선택된 값으로 측정될 때까지 전극 상의 전압을 조정하는 것을 특징으로 하는 장치.

청구항 42.

제41항에 있어서, 전류 표시값이 10 내지 50 μ A 사이가 될 때까지 전압을 조정하는 것을 특징으로 하는 장치.

청구항 43.

제41항에 있어서, 전류 표시값이 20 내지 30 μ A 사이가 될 때까지 전압을 조정하는 것을 특징으로 하는 장치.

청구항 44.

제26항 내지 43항 중 어느 한 항에 있어서, 측정 전극이 포인트 전극인 것을 특징으로 하는 장치.

청구항 45.

제26항 내지 제43항 중 어느 한 항에 있어서, 측정 전극이 전극을 컷바퀴에 부착시키기 위한 클립부를 갖고 있는 것을 특징으로 하는 장치.

청구항 46.

제25항 내지 제45항 중 어느 한 항에 있어서, 참조 파라미터가 측정되기 이전에 제1 전위차가 전극 사이에 인가되는 경우 측정 전극이 참조 전극에 대하여 음극화되는 것을 특징으로 하는 장치.

청구항 47.

제25항 내지 제46항 중 어느 한 항에 있어서, 진단된 신체 부분의 건강 상태가 참조값 및 측정값의 비율로서 표현되는 것을 특징으로 하는 장치.

청구항 48.

제25항 내지 제47항에 있어서, 참조값 및 측정값의 비교가 시각적 또는 청각적으로 오퍼레이터에게 알려지는 것을 특징으로 하는 장치.

청구항 49.

제47항 또는 제48항에 있어서, 진단된 부분의 건강상태가 측정값 및 참조값의 비율에 따라 건강, 정상, 아급성 또는 급성 중 하나로 표시되는 것을 특징으로 하는 장치.

청구항 50.

제25항 내지 제49항 중 어느 한 항에 있어서, 컴퓨터 또는 텔레비전에 연결될 수 있는 것을 특징으로 하는 장치.

청구항 51.

제25항 내지 제50항 중 어느 한 항에 있어서, 진단될 신체 부분이 선택될 수 있는 것을 특징으로 하는 장치.

청구항 52.

제51항에 있어서, 측정 전극이 선택된 신체 부분에 상응하는 피부 영역 상에 위치해 있는가를 검출하기 위한 수단을 포함하는 것을 특징으로 하는 장치.

청구항 53.

신체와 접촉하는 제1 전극으로부터, 신체와 또한 접촉하는 제2 전극까지 지나는 신체에 AC 시그널을 가하는 단계로서, 전극들 중 하나가 진단될 신체 부분에 상응하는 신체 상의 피부 영역에 인접하는 피부 영역과 접촉하는 검정 전극인 단계;

상기 전극 사이의 임피던스 크기에 의존하는 제1 참조 표시값을 측정하는 단계;

상기 검정 전극을 측정 전극으로 치환하는 단계로서, 측정 전극이 진단될 신체 부분에 상응하는 피부 영역에 접촉하는 단계;

상기 전극 사이의 임피던스 크기에 또한 의존하는 비교 표시값을 측정하는 단계;

상기 참조 표시값 및 비교 표시값을 신체부분의 건강상태에 관련시키는 단계를 포함하는 인간 또는 동물 신체의 적어도 일부의 건강상태를 진단하는 것을 특징으로 하는 방법.

청구항 54.

제53항에 있어서, 참조 표시값이 전극 사이의 임피던스인 것을 특징으로 하는 방법.

청구항 55.

제53항 또는 제54항에 있어서, 비교 표시값이 전극 사이의 임피던스인 것을 특징으로 하는 방법.

청구항 56.

제53항 내지 제55항 중 어느 한 항에 있어서, 측정 전극이 검정 전극과는 다른 피부 접촉 표면 영역을 갖는 것을 특징으로 하는 방법.

청구항 57.

제56항에 있어서, 검정전극이 측정 전극보다 더 큰 피부 접촉 표면 영역을 갖는 것을 특징으로 하는 방법.

청구항 58.

제53항 내지 제57항 중 어느 한 항에 있어서, 신체 부분이 AC 시그널이 가해지는 신체 부분에 상응하는 신체의 내장인 것을 특징으로 하는 방법.

청구항 59.

제53항 내지 제58항 중 어느 한 항에 있어서, AC 시그널이 신체의 피부에 가해지는 것을 특징으로 하는 방법.

청구항 60.

제58항 또는 제59항에 있어서, AC 시그널이 진단될 내장에 상응하는 피부 영역에 가해지는 것을 특징으로 하는 방법.

청구항 61.

제53항 내지 제60항 중 어느 한 항에 있어서, AC 시그널의 주파수가 250Hz인 것을 특징으로 하는 방법.

청구항 62.

제53항 내지 제61항 중 어느 한 항에 있어서, 신체 부분의 건강 상태가 비교 및 참조 표시값으로 표현되는 것을 특징으로 하는 방법.

청구항 63.

적어도 2개의 전극이 연결될 수 있는 AC 시그널 발생기;

상기 전극 사이의 임피던스 크기에 의존하는 파라미터를 사용시 측정하는 측정 수단;

파라미터의 적어도 두 값을 기록하기 위한 기록 수단;

상기 두 값을 비교하기 위한 비교 수단; 및

값의 비교 결과를 장치의 오퍼레이터에게 알려주기 위한 통신수단을 포함하는 인간 또는 동물 신체의 적어도 일부분의 건강상태를 진단하기 위한 것을 특징으로 하는 장치.

청구항 64.

제63항에 있어서, 저항, 검정 및 측정 전극을 포함하는 것을 특징으로 하는 장치.

청구항 65.

제64항에 있어서, 검정 전극이 측정 전극보다 더 큰 피부 접촉 표면 영역을 갖는 것을 특징으로 하는 장치.

청구항 66.

제63항 내지 제65항 중 어느 한 항에 있어서, AC 시그널의 주파수가 250Hz인 것을 특징으로 하는 장치.

청구항 67.

제63항 내지 제66항 중 어느 한 항에 있어서, 신체 부분의 건강 상태가 두 값의 비율로서 표현되는 것을 특징으로 하는 장치.

청구항 68.

제63항 내지 제67항 중 어느 한 항에 있어서, 진단될 신체 부분이 선택될 수 있는 것을 특징으로 하는 장치.

청구항 69.

제68항에 있어서, 측정 및 검정 전극이 선택된 신체 부분에 상응하는 피부 영역 상에 놓여져 있는가를 검출하기 위한 수단을 포함하는 것을 특징으로 하는 장치.

청구항 70.

청구항 제25항 내지 제52항 중 어느 한 항에 청구된 장치; 및 청구항 제63항 내지 제69항 중 어느 한 항에 청구된 장치를 포함하는 인간 또는 동물 신체의 적어도 일부분의 건강 상태를 진단하기 위한 것을 특징으로 하는 장치.

청구항 71.

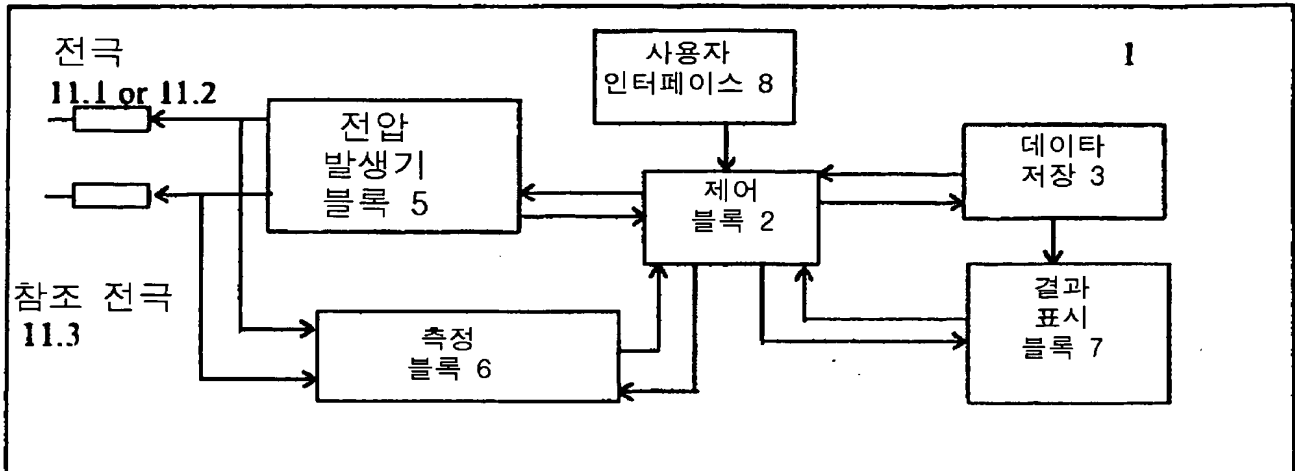
본 명세서에 실질적으로 개시되고 기술된 것을 특징으로 하는 방법 또는 장치.

청구항 72.

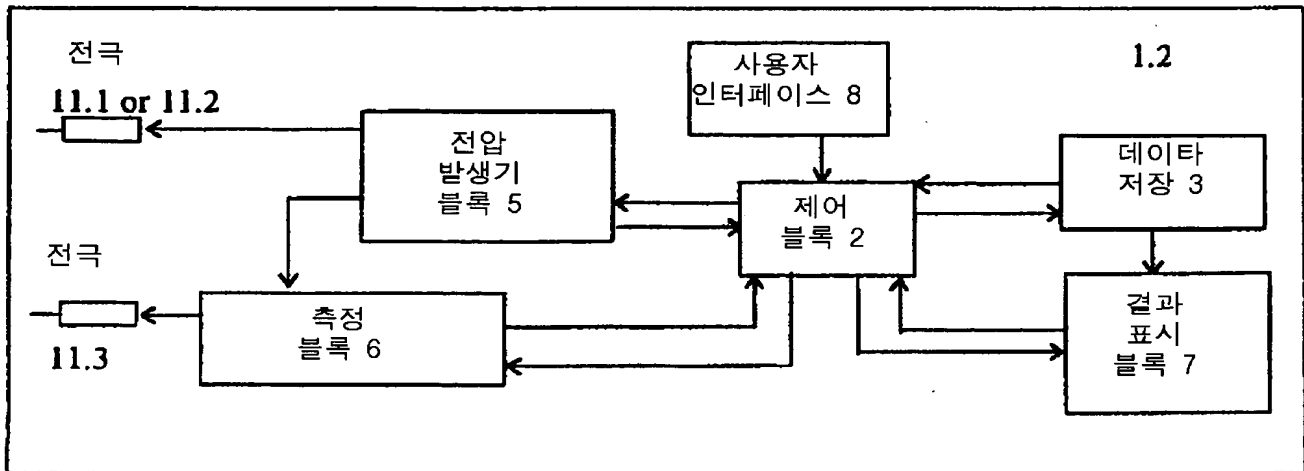
본 명세서에 실질적으로 개시된 것을 특징으로 하는 새로운 방법 또는 새로운 장치.

도면

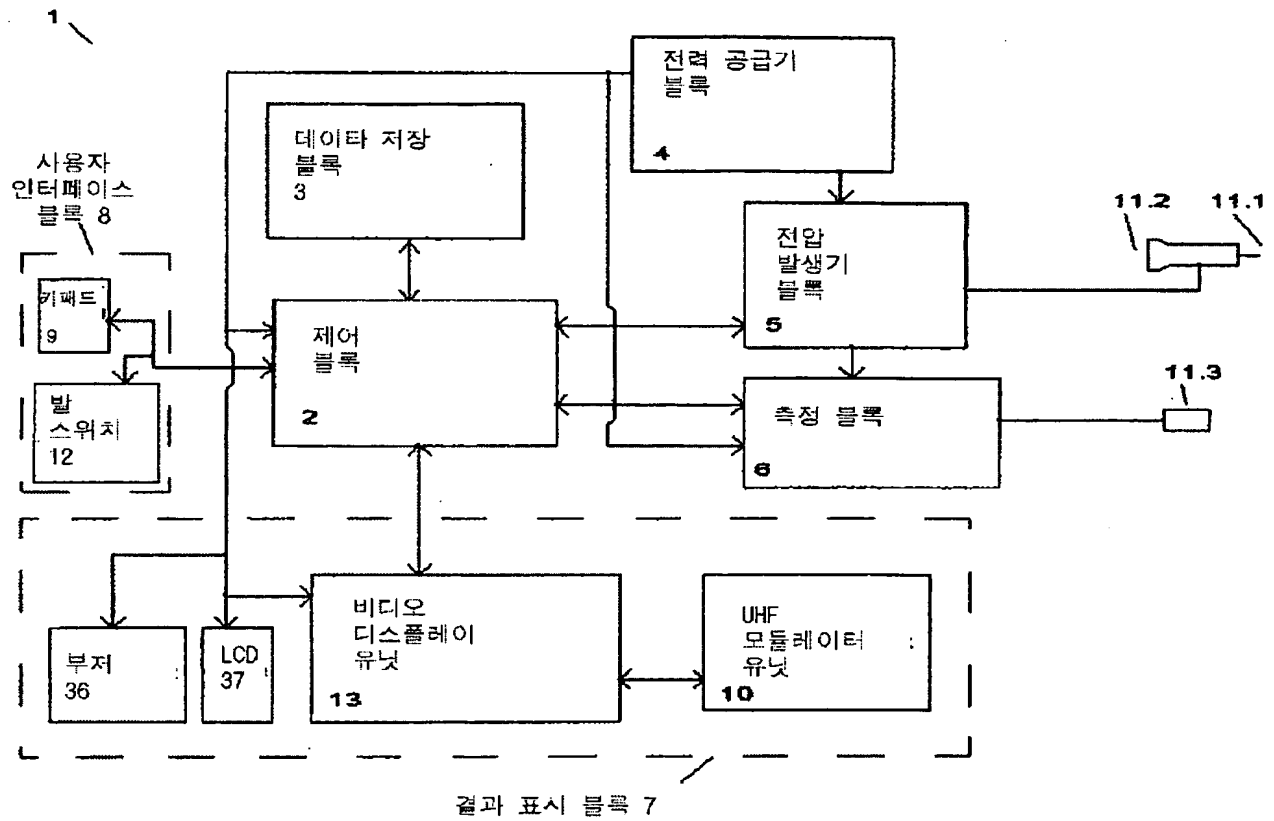
도면 1



도면 2

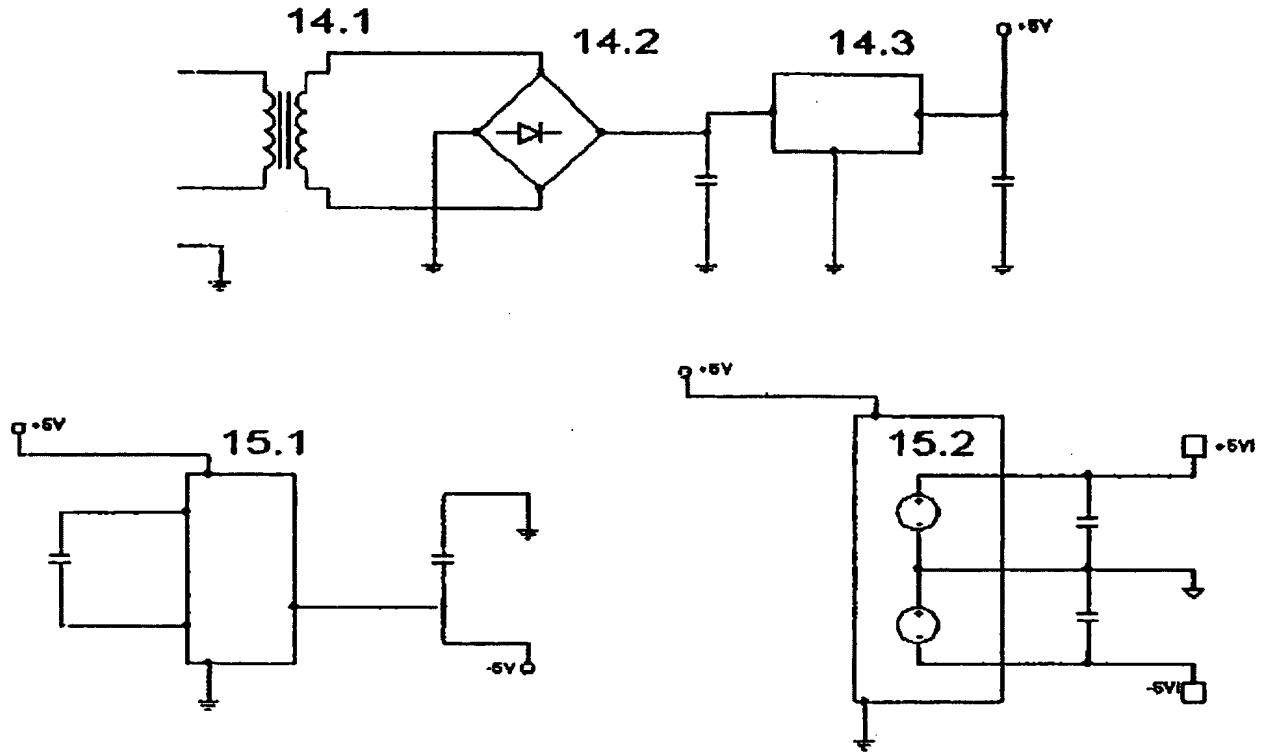


도면 3

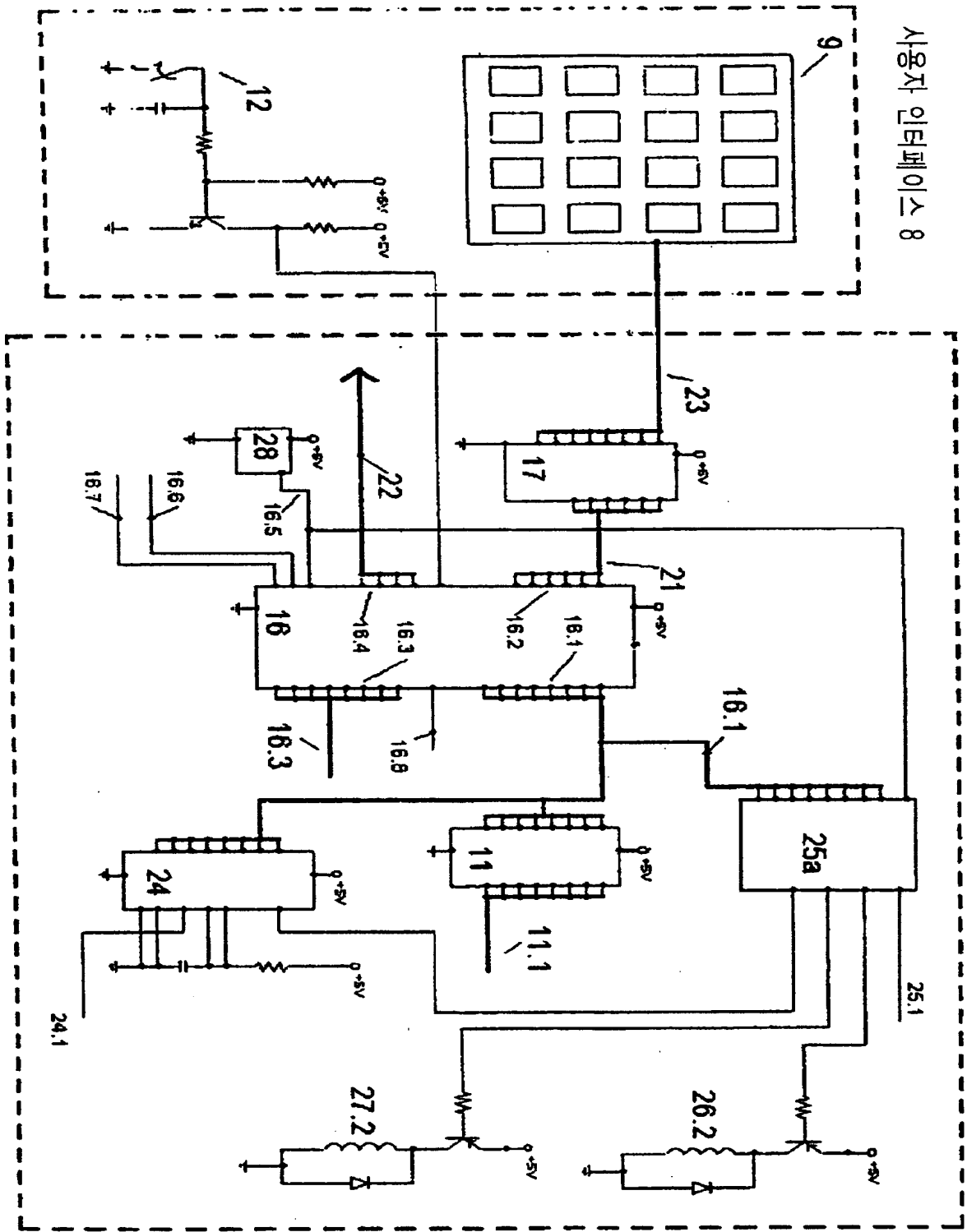


도면 4

전력 공급기 블록 4



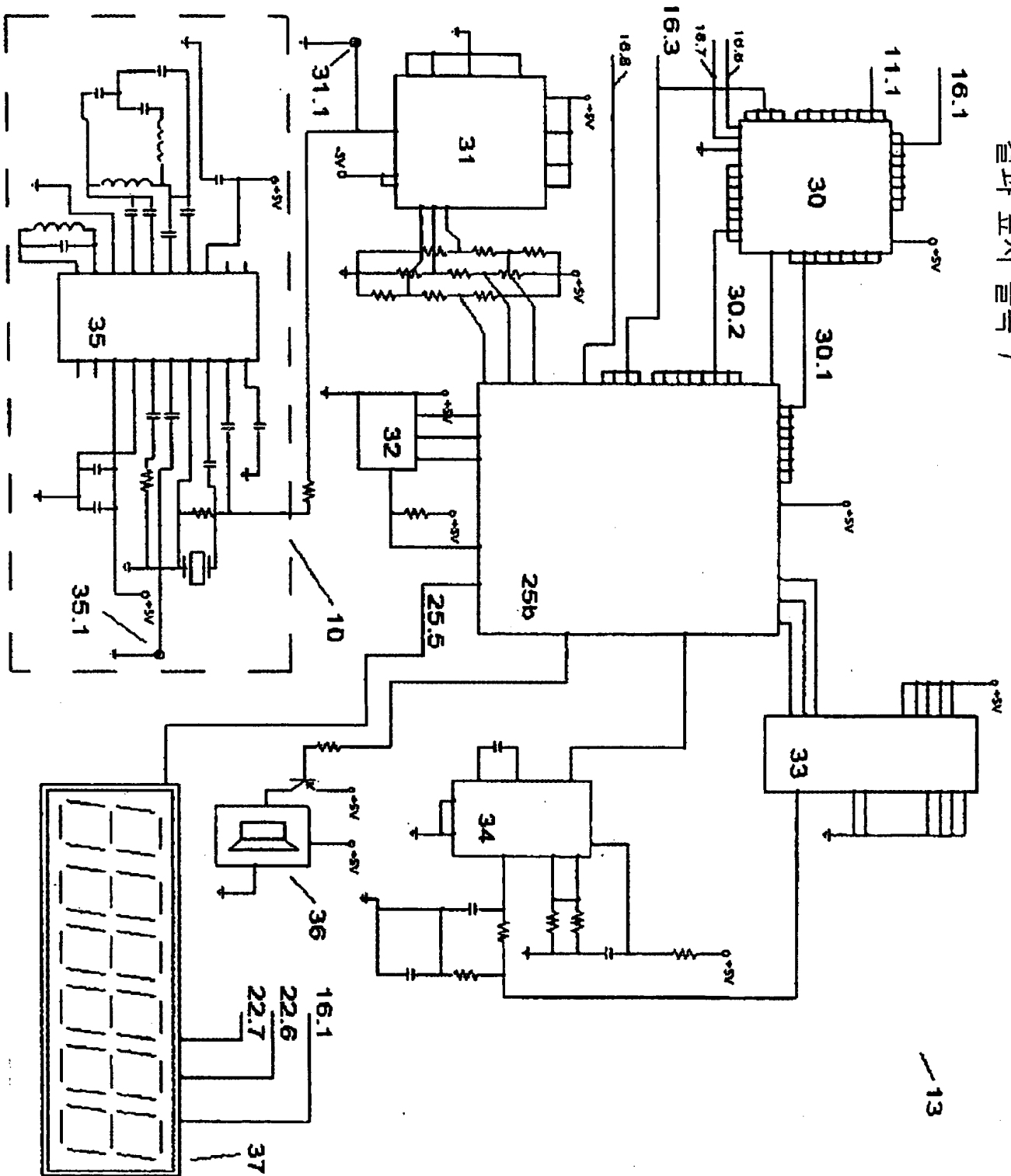
제어 블록 2



도면 5

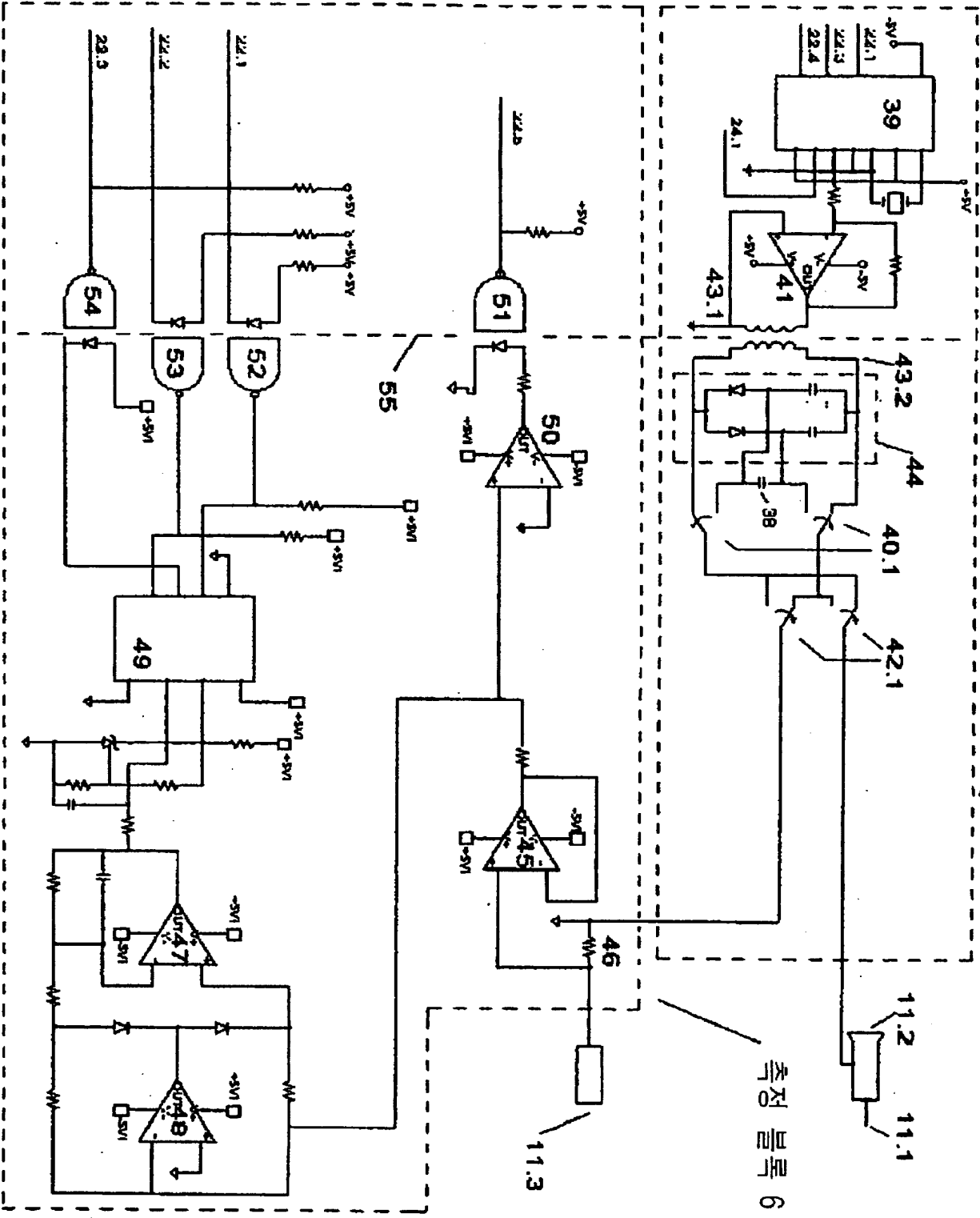
도면 6

결과 표시 블록 7

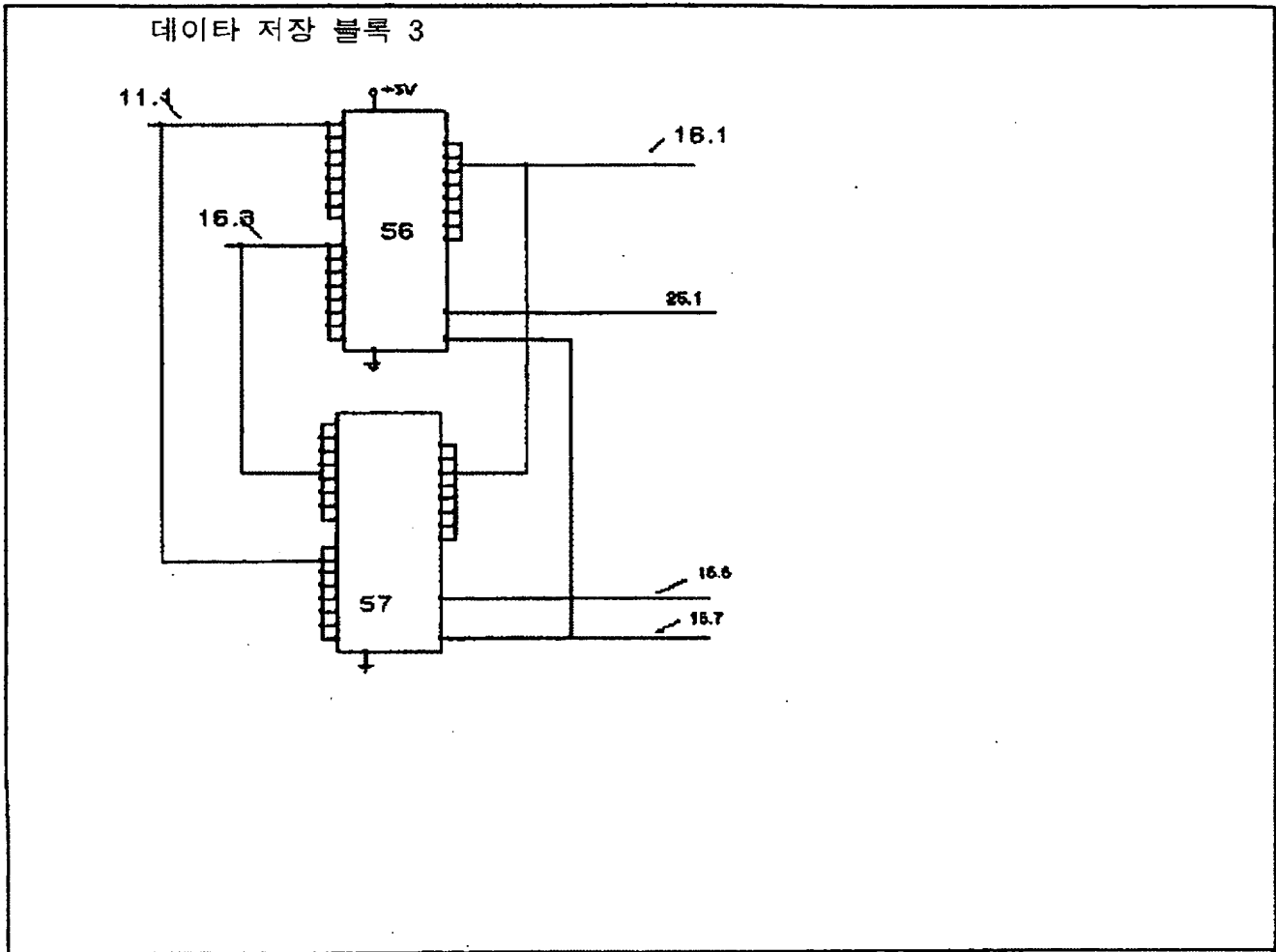


13

도면 7

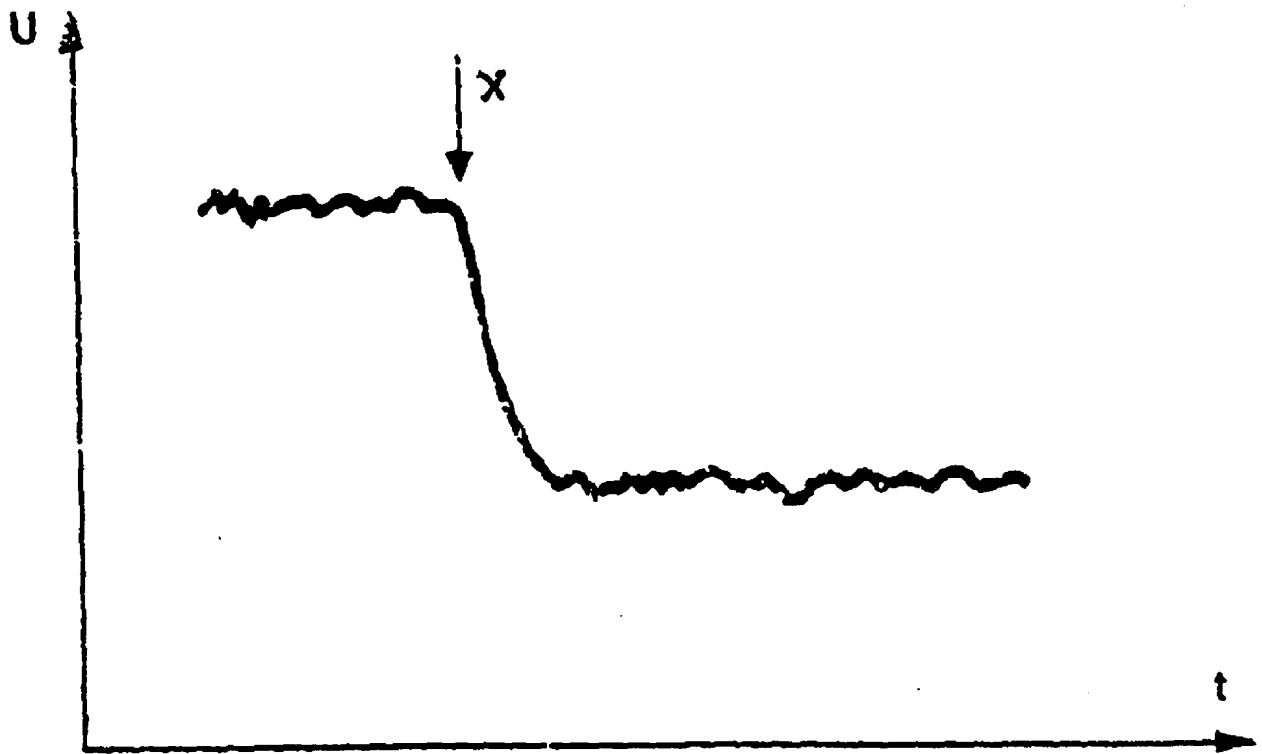


도면 8

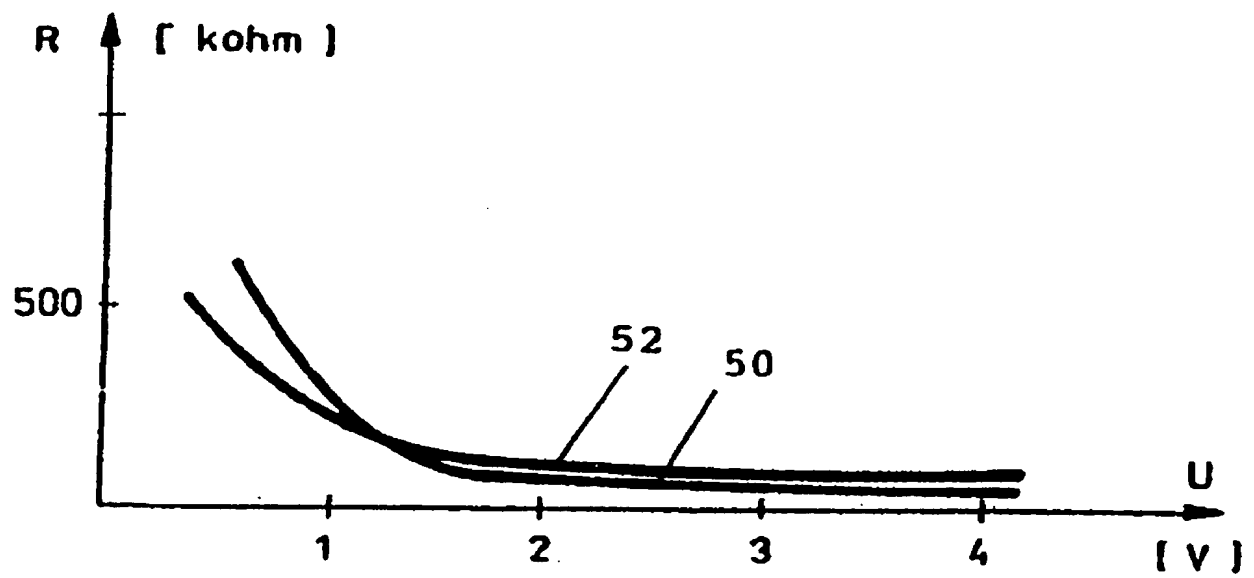




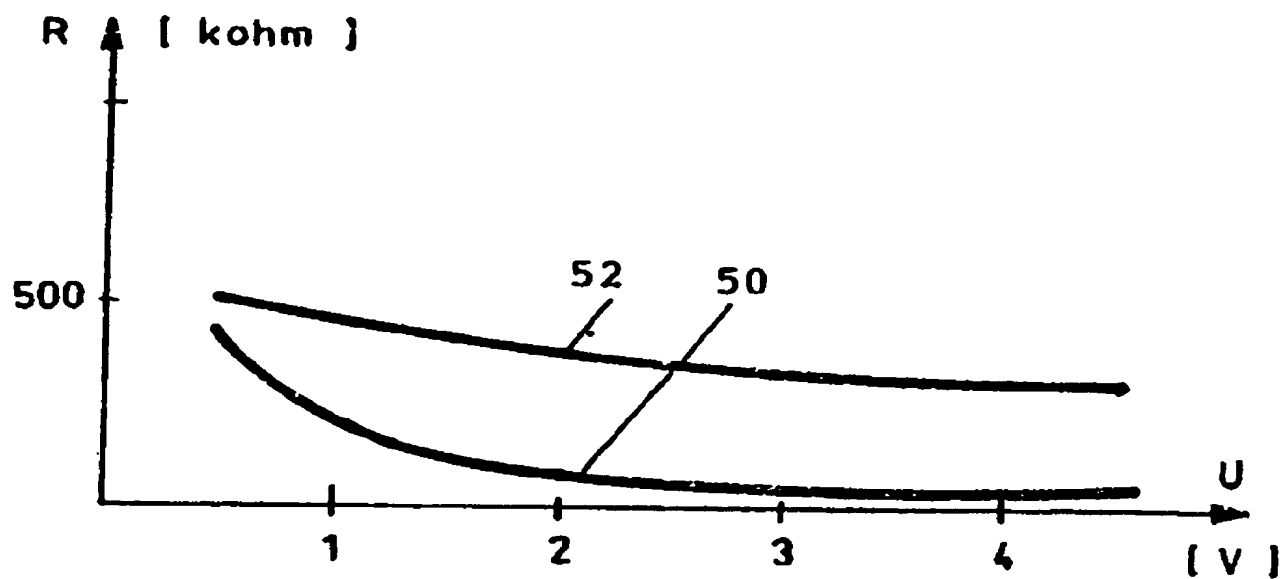
도면 10



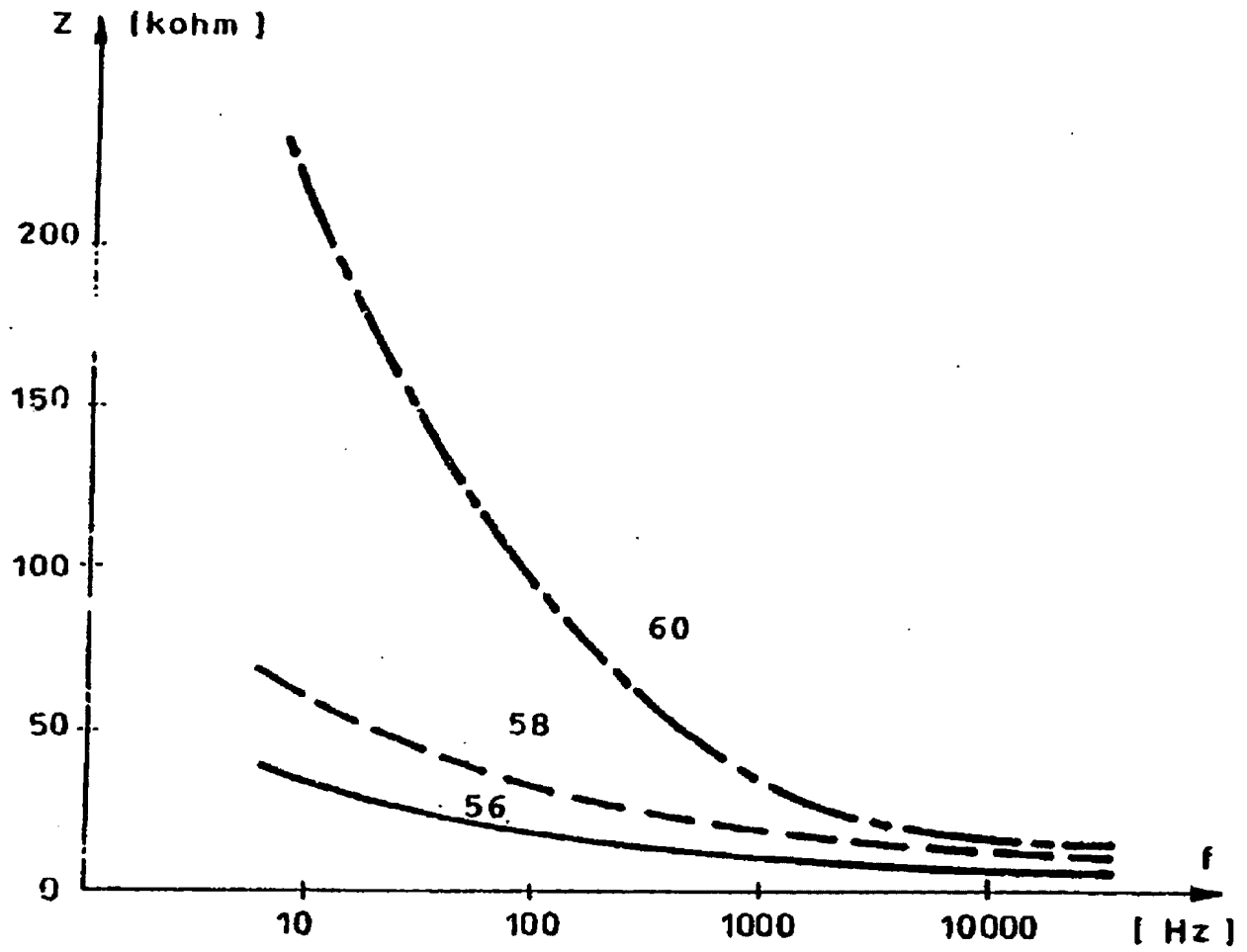
도면 11a



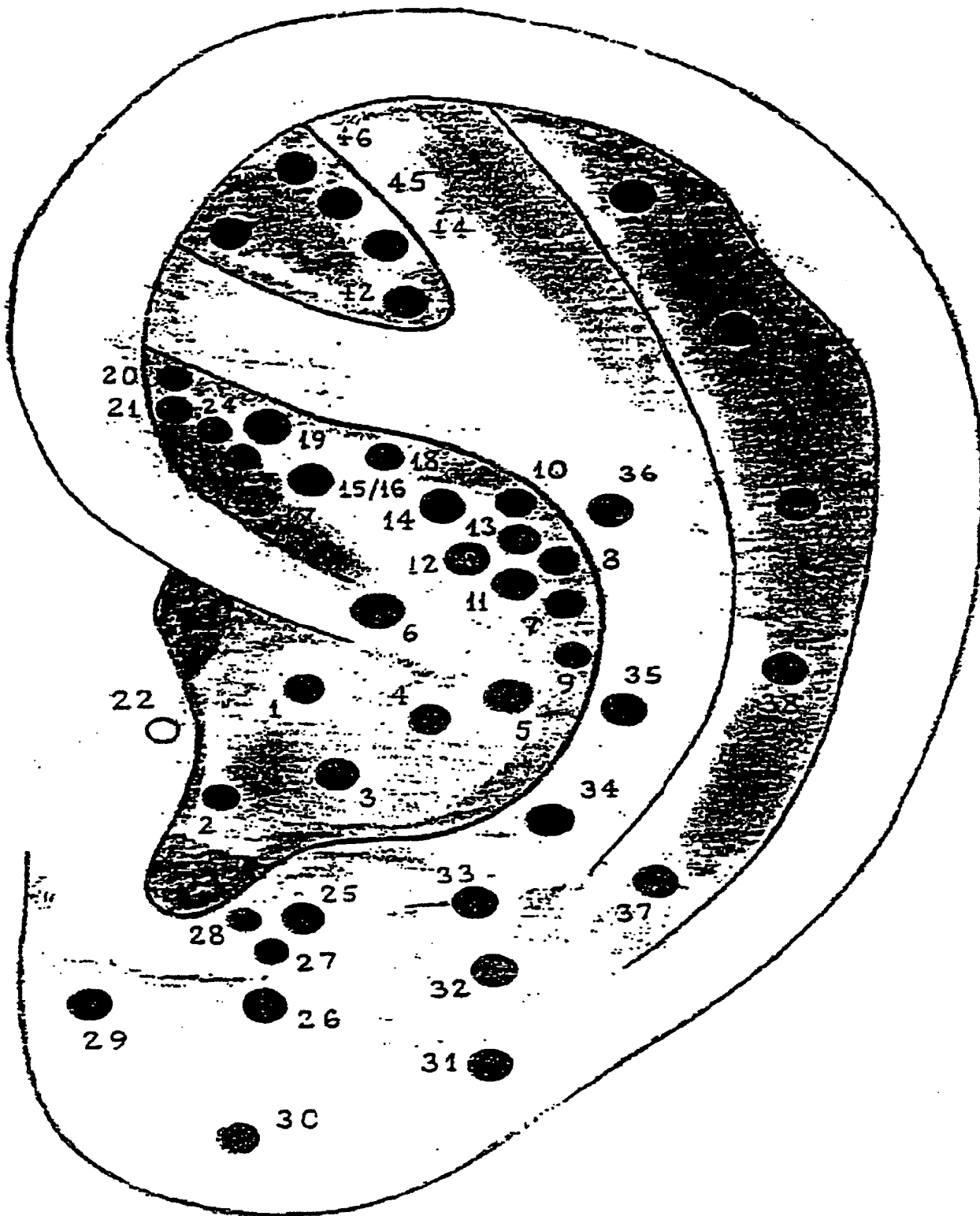
도면 11b



도면 12



도면 13



도면 14

